

# Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/EP04/053572

International filing date: 17 December 2004 (17.12.2004)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE  
Number: 10 2004 005 005.8  
Filing date: 30 January 2004 (30.01.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 27 January 2005 (27.01.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland  
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

# PATENT COOPERATION TREATY

REC'D 27 JAN 2005

WIPO

PCT

# PCT

From the RECEIVING OFFICE

To:



The International Bureau of WIPO  
34, chemin des Colombettes  
1211, Geneva 20  
Suisse



The International Searching Authority

NOTIFICATION CONCERNING  
DOCUMENTS TRANSMITTED

Date of mailing  
(day/month/year)

26. 01. 2005

International application No.

PCT/EP2004/053572

The receiving Office transmits herewith the following documents:

1. ☐ the record copy (Article 12(1)) (only for the IB).
2. ☐ the search copy of form PCT/RO/101 (Article 12(1)) (only for the ISA).
3. ☐ the confirmation copy (Administrative Instructions, Section 331) (only for the IB).
4. ☐ substitute sheets (Administrative Instructions, Section 325(a)).
5. ☐ later submitted sheets (Administrative Instructions, Section 309(b)(iii), (c)(ii)).
6. ☐ later submitted drawings (Administrative Instructions, Section 310(c)(iii), (d)(ii)).
7. other document(s):



letter(s) dated: 17-01-2005



power(s) of attorney (only for the IB).



statement(s) explaining lack of signature considered to be satisfactory by this receiving Office (only for the IB).



1 priority document(s) (only for the IB).



fee calculation sheet (only for the IB).



document(s) concerning deposited biological material.



nucleotide and/or amino acid sequence listing(s) in computer readable form (only for the ISA).



PCT EASY diskette (only for the IB).



earlier search(es) (only for the ISA).



Form PCT/RO/106.



Form PCT/RO/



Name and mailing address of the Receiving Office



European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL-2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

J.C. de BRUIJN

Form PCT/RO/118 (January 2003; reprint January 2004)

# Gille · Hrabal · Struck · Neidlein · Prop · Roos

REC'D 27 JAN 2005

WIPO

PCT

Patentanwälte Gille Hrabal Struck Neidlein Prop Roos Postfach 180409 D-40571 Düsseldorf

Europäisches Patentamt

EPO - Munich  
51

80298 München

19. Jan. 2005

Patentanwälte -  
European Patent and  
Trademark Attorneys

Dipl. Ing. Christian Gille  
Dipl. Chem. Dr. Ulrich Hrabal  
Dipl. Phys. Dr. Norbert Struck  
Dipl. Chem. Dr. Helga Neidlein  
Dipl. Chem. Dr. Gerrit Prop  
Dipl. Chem. Dr. Peter Roos

Tel. : +49 (0) 211 99689 0  
Fax.: +49 (0) 211 99689 55  
+49 (0) 211 71348 6

Internet <http://www.dpat.de>  
E-mail [mail@markpat.de](mailto:mail@markpat.de)

Brucknerstraße 20  
D-40593 Düsseldorf

Datum: 17. Januar 2005  
ST / CK

Unser Zeichen  
Vorgangsart  
Aktenzeichen  
Anmelder(in)  
Titel

G62813  
Internationale Patentanmeldung  
PCT/EP2004/053572  
Forschungszentrum Jülich GmbH  
Bildgebungsverfahren basierend auf  
selbstähnlichen flächen- oder  
raumfüllenden Kurven

Als Anlage wird der Prioritätsbeleg zur deutschen Patentanmeldung  
10 2004 005 005.8 vom 30. Januar 2004 übersandt.

Patentanwälte  
Gille Hrabal Struck Neidlein Prop Roos

  
Dr. Norbert Struck  
Patentanwalt

Anlage

Konto 8033516  
Bank BLZ Deutsche Bank Düsseldorf 30070010  
SWIFT DEUTDEDD  
IBAN DE02300700100803351600

55 000 954  
Stadtsparkasse Düsseldorf 30050110  
DUSSDEDDXXX  
DE65300501100055000954

66 691502  
Postbank Köln 37010050  
PBNKDEFF500  
DE16370100500066691502

Steuer-Nr. 106 5363 0151  
Ust-Id Nr. DE 119389536

**BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**

19. 01. 2005

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:** 10 2004 005 005.8

**Anmeldetag:** 30. Januar 2004

**Anmelder/Inhaber:** Forschungszentrum Jülich GmbH, 52425 Jülich/DE

**Bezeichnung:** Bildgebungsverfahren basierend auf selbstähnlichen  
flächen- oder raumfüllenden Kurven

**IPC:** G 01 R 33/561

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 12. Januar 2005  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
Der Präsident  
Im Auftrag

  
Brosig

Anmelder: Forschungszentrum Jülich GmbH  
Aktenzeichen: G62414  
Titel: Bildgebungsverfahren basierend auf selbstähnlichen  
flächen- oder raumfüllenden Kurven

5

Beschreibung:

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Bildgebungsverfahren und eine zugehörige Vorrichtung für die Kernmagnetresonanz, welche  
10 auf selbstähnlichen flächen- oder raumfüllenden Kurven basieren.

Die Magnetresonanz- oder Spinresonanz beruht darauf, dass Atomkerne (insbesondere Atomkerne in Molekülen), durch Radiowellen angeregt werden und ihrerseits Radiowellen aussenden. Der Kernmagnetresonanzeffekt kann ferner und  
15 insbesondere in der Bildgebung bei den folgenden Kernen ausgenutzt werden:  $^{13}\text{C}$ ,  $^{15}\text{N}$ ,  $^{129}\text{Xe}$ ,  $^3\text{He}$ ,  $^{23}\text{Na}$  und  $^{17}\text{O}$ . Ursache hierfür ist die Eigenrotation - der Spin - der Protonen. Dieser Spin erzeugt als bewegte elektrische Ladung ein kleines, atomares Magnetfeld, das mit den magnetischen Momenten der  
20 benachbarten Protonen wechselwirkt. Je nach Umgebung entsteht so ein charakteristisches magnetisches Moment des gesamten Moleküls.

Für MR-Messungen am menschlichen Körper bieten sich Wasserstoffkerne an, da diese bei weitem am häufigsten  
25 vorkommen. Wird die zu untersuchende Person einem starken statischen Magnetfeld ausgesetzt, dann orientieren sich die Spins

der Protonen im Körper nach diesem äußeren Magnetfeld. Im Allgemeinen wird senkrecht zum statischen Magnetfeld ein hochfrequentes, elektromagnetisches Feld angelegt. Bei einer bestimmten Frequenz, der Larmor-Frequenz, werden die Spins  
5 ausgelenkt, sie geraten in Resonanz.

Wird dieser Anregungsimpuls nun abgeschaltet, „klappen“ die Spins der Protonen in ihre Ursprungsrichtung zurück - und verlieren dabei Energie, die sie als Radiowellen abstrahlen. Der magnetische Anteil dieser Strahlung kann von einer  
10 Empfängerspule gemessen und schließlich am Computer ausgewertet werden.

Durch das zeitlich genau definierte Einschalten eines zusätzlichen Gradientenmagnetfeldes (Schichtselektionsgradient) werden die Spins der Protonen schichtweise angeregt. Die zurückgesendeten  
15 Radiowellen sind bei Verwendung von Lese- und Phasengradient genau lokalisierbar; es entstehen Bildpunkte, die zu einem zweidimensionalen Bild zusammengesetzt werden können. Damit stellt die Magnetresonanz eine vielfach verwendete, nicht-invasive Methode zur Untersuchung des menschlichen Körpers dar. Die  
20 funktionelle Magnetresonanztomographie dient beispielsweise zur Darstellung lokaler Hirnaktivität.

Eine schnelle Bildaufnahme gelingt mit dem so genannten *echo planar Imaging* (EPI). Dabei handelt es sich um eine schnelle Messtechnik, bei der mit einem einzigen Anregungspuls der  
25 gesamte k-Raum (2D) aufgenommen werden kann. Von EPI werden beim Auslesen der k-Raum-Zellen Gradientenechos aufgenommen.

EPI ist die mit Abstand schnellste Methode in der MR-Bildgebung. Die klassische EPI-Sequenz benutzt eine einzige Anregung und

sammelt danach alle Daten in Gradientenechotechnik. Ein MR-Bild kann so in weniger als 100 ms erstellt werden.

Es gibt Spinecho- und Gradienten-Echo-Varianten der EPI-Sequenz. Die Gradienten-Echo-Variante ( $T_2^*$ -sensitiv) wird für die Messung der Gehirnakktivität verwendet. Die funktionale MR-Bildgebung basiert hierbei auf dem BOLD-Effekt: Blood-Oxygen-Level-Dependent-Effect. Die Spinecho-Variante ( $T_2$ -sensitiv) verwendet nach dem Anregungspuls einen  $180^\circ$ -RF-Puls, um die Feldinhomogenitäten zu minimieren.

Unter Verwendung eines zusätzlichen  $180^\circ$ -Pulses können mit der EPI auch  $T_1$  gewichtete Bilder aufgenommen werden. Die reine Gradienten Echo-Variante eignet sich vor allem für die Herzbildgebung. Bei EPI oszilliert der Frequenzkodiergradient (kontinuierlich oder mit Plateau-Intervallen), wodurch eine Serie von Gradientenechos erzeugt wird.

Im Gegensatz zu den konventionellen MR-Bildgebungstechniken wird der Phasenkodiergradient während des Auslesens geschaltet. Hierdurch erhalten alle Echos eine andere Phasenkodierung: die Rohdatenmatrix wird Zeile für Zeile mit alternierender Laufrichtung aufgefüllt.

Beim Gradientenecho wird das Echosignal durch Schalten eines Paares von dephasierenden und rephasierenden Gradienten erzeugt. Zu diesem Zweck wird der Frequenzkodiergradient direkt nach dem Anregungspuls mit negativer Polarität eingeschaltet. Er bewirkt zunächst das Auffächern der Spins. Danach schaltet man ihn auf positive Polarität um. Nun werden die Spins wieder in Phase gebracht (Rephasierung), und es kommt zum Echo.

Bei Verwendung von kurzen Repetitionszeiten liefert ein Klippwinkel kleiner als  $90^\circ$  ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis als ein  $90^\circ$

Puls. Um diese zu verdeutlichen, wird zunächst nur ein (der erste) Anregungspuls betrachtet. Beispielsweise ein Anregungspuls mit einem Kippwinkel von  $20^\circ$  erzeugt eine noch ausreichende Quermagnetisierung von 34% des Maximalwertes. Die  
5 Längsmagnetisierung beträgt dabei 94% des Maximalwertes. Es steht also beim nächsten Anregungspuls wieder eine hohe Längsmagnetisierung zur Verfügung. Im Falle kurzer Wiederholzeiten ( $T_R$  klein gegenüber  $T_1$ ) wird daher mit einem kleineren Kippwinkel ein stärkeres MR-Signal erzeugt, als mit einem  
10  $90^\circ$ -Puls.

Die Längsmagnetisierung erholt sich umso schneller, je kleiner sie ist. Nach jeder Auslenkung um den Kippwinkel ist die verbleibende Längsmagnetisierung zunächst kleiner als davor. Sie erholt sich dann aber jeweils umso schneller, je kleiner sie ist. Nach mehreren  
15 Anregungspulsen entsteht ein Gleichgewicht zwischen diesen beiden gegensätzlichen Tendenzen. Die Längsmagnetisierung und damit auch das Signal ist dann nach jedem Puls gleich groß. Dieser Gleichgewichtszustand wird auch als Steady-State bezeichnet.

20 Die Variation des Kippwinkels ändert aber nicht nur das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, sondern auch das Kontrastverhalten des MR-Bildes. Beim sogenannten Ernst-Winkel ergibt sich für eine bestimmte Wiederholzeit  $T_R$  und vom Gewebe abhängige  $T_1$ -Zeit ein maximales Signal. Für diagnostische Zwecke wählt man  
25 allerdings einen Kippwinkel, bei dem nicht unbedingt das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, sondern viel mehr der Kontrast optimiert wird. Für  $T_1$  gewichtete Bilder erzeugt ein größerer Kippwinkel als der Ernst-Winkel einen besseren  $T_1$ -Kontrast, bei



Protonendichtewichtungen ist ein kleinerer Klippwinkel wünschenswert.

Da die Gradientenecho-Sequenz sehr schnell ist und sehr kurze Repetitionszeiten  $T_R$  gegenüber der  $T_2$ -Zeit haben kann (bis  
5 hinunter zu 8 ms bei den schnellsten Sequenzen), ist von der vorherigen Anregung noch eine restliche Quermagnetisierung übrig. Es gibt 2 Möglichkeiten, mit dieser Tatsache umzugehen: Die Quermagnetisierung wird zerstört oder genutzt.

Beim sogenannten FLASH-Verfahren (Fast Low Angle Shot) wird mit Hilfe der FLASH-Sequenz die verbleibende Quermagnetisierung vor dem wiederholten Anregungspuls durch einen Spoiler-Gradienten zerstört, d.h. es stellt sich nach einigen Anregungspulsen der Steady State der Längsmagnetisierung ein. Es wird nur dieser für die Bildgebung benutzt.

15 Nachteilig bei den zuvor beschriebenen Methoden, besonders bei der Echo-Planar-Bildgebung, ist die damit verbundene hohe Schallentwicklung. Diese beruht auf der Wirkung der Lorentz-Kraft auf die im Magnetfeld befindlichen Gradientenspulen, die von einem zeitlich (mit Frequenzen um 500Hz) variierendem Strom mit  
einer Stärke von einigen Ampere durchflossen werden. Mit zunehmender Magnetfeldstärke erhöht sich die Schallintensität der Gradienten-Schaltvorgänge. Diese machen sich oft in Form lauter Klopfgeräusche, bei manchen Geräten auch als tonhaltiges Geräusch, bemerkbar. Folglich ist nachteilig eine Begrenzung der  
25 Lärmbelastung in Abhängigkeit von der durch den Probanden zu bewältigenden Aufgabe („Task“) erforderlich.

Bei auditorischen Experimenten ergeben sich Einschränkungen aus dem Umstand, dass der Bildaufnahmелärm die Stimuli teilweise maskieren kann. Weiterhin erzeugt dieser Lärm als zusätzlicher

akustischer Stimulus eine schwer kontrollierbare Aktivierung auditorischer Areale. Die Auswirkungen des Bildaufnahmelärms auf den auditorischen Kortex sind Gegenstand intensiver Forschung.

Darüber hinaus entstehen bei der Echo-Planar-Bildgebung mit zellenmäßigem Readout nachteilig verfahrensbedingte "Ghosting"-Artefakte. "Ghosting"-Artefakte entstehen durch Überlagerung des eigentlichen Bildes mit einem in Phasencodierichtung versetztem Bild.

10 Aus dem Stand der Technik ist ferner eine Anwendung von Hilbert-Kurven im Bereich der MR-Bildgebung bekannt und wurde in: "Detecting Discriminative Functional MRI Activation Patterns Using Space Filling Curves", D.Kontos, V.Megaloolkonomou, N.Ghubade, C.Faloutsos, EMBC2003, S.963-966 offenbart. Dabei wird lediglich  
15 eine Auswertung von bereits (konventionell) aufgenommenen MR-Daten im Hinblick auf Muster, die für ein Krankheitsbild charakteristisch sind, vorgenommen. Durch die Hilbertkurve werden 3D-Datensätze auf 1D-Datenstrukturen abgebildet, die dann miteinander verglichen werden.

20

Vor dem Hintergrund der oben beschriebenen Nachteile ist es daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zu schaffen, die eine im Vergleich leisere  
25 Durchführung ermöglichen und die Bildgebung verbessern sowie die Vorrichtung im Vergleich weniger beanspruchen und die Anforderungen an diese reduzieren.

Diese Aufgabe wird durch die gattungsgemäßen Verfahren mit den Merkmalen der Ansprüche 1 und 7 sowie durch eine

Vorrichtung gemäß Anspruch 13 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Das erfindungsgemäße Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz sieht vor, dass auf eine Probe ein konstantes statisches Magnetfeld einwirkt. Typischerweise weist das statische Magnetfeld bei gegenwärtigen MR-Tomographen eine Stärke zwischen etwa 0,25 und 10 T auf. Das Grundfeld ist erforderlich, um eine Mindestgröße des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses zu gewährleisten. Bei der Verwendung von hyperpolarisierten Kernen kann das Grundfeld vergleichsweise sehr klein ausfallen, also weniger als 0,25 T aufweisen.

Das konstante statische Magnetfeld wird von einem Zusatzfeld überlagert. Das Zusatzfeld hat die Eigenschaft, für jeden Punkt mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterebene einen anderen, nur einmal auftretenden Feldstärkewert aufzuweisen. Es kann sich dabei um mehrere Gitterflächen handeln und diese müssen nicht zwingend planar sein; es kann sich um Kugel- oder Zylinderoberflächen handeln. Die Probe wird ferner durch ein hochfrequentes, elektromagnetisches Wechselfeld angeregt. Das erfindungsgemäße Bildgebungsverfahren sieht ferner vor, dass die von der angeregten Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung aufgezeichnet und zur Bildgenerierung ausgewertet wird. Durch Verwendung des so vorgegebenen Zusatzfeldes kann ein zeitlich variiertes Gradientenfeld entfallen. Es gelingt folglich, ein Magnetresonanz-(MR)-Bild mit einer einzigen Hochfrequenzanregung ohne zeitlich variierten Gradienten aufzunehmen, was wiederum die damit verbundene Schallentwicklung vorteilhaft unterbindet. Das Feld kann über mehrere Messungen hinweg zeitlich konstant gehalten werden,

was eine breitbandige Hochfrequenz-Anregung notwendig macht. Oder es kann unter Verwendung einer im Vergleich schmalbandigen Anregung für jede Messung eingeschaltet werden. Bei schmalbandiger Anregung liegen die  
5 Resonanzfrequenzen der Spins nahe beieinander, was beispielsweise durch Abschalten des Zusatzfeldes erreicht wird. Bei einer breitbandigen Anregung kann das Zusatzfeld bestehen bleiben, was technisch leichter zu realisieren ist. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird ferner die von der angeregten  
10 Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung ausgelesen und zur Bildgenerierung ausgewertet.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird das Zusatzfeld durch flächen- oder raumfüllende Kurven beschrieben, wobei diese Kurven eine ein-eindeutige  
15 Zuordnung des Feldstärkewertes und Punkt des Gitters aufweisen. Durch die ein-eindeutige Zuordnung zwischen Ort und Frequenz kann die Bildrekonstruktion durch eine 1D-Fouriertransformation erfolgen. So wird eine Rohdatenmatrix mit Daten aufgefüllt und mittels einer 1D-Fourier-Transformation in ein MR-Bild  
20 umgewandelt. Die Messung mehrerer Flächen kann beispielsweise sequentiell erfolgen. So wird das Untersuchungsobjekt zum Beispiel an der Messanordnung vorbei bzw. durch diese hindurch transportiert oder einzelne Segmente der Messanordnung nacheinander aktiviert.

Das Zusatzfeld wird durch flächen- oder raumfüllende Kurven beschrieben. Beispielsweise handelt es sich um Kurven die mittels L-Systemen konstruiert werden, wie es in „Chaos and Fractals“, Peitgen et al. beschrieben ist. Dadurch werden vorteilhaft  
25 Feldsprünge zwischen benachbarten Punkten vermindert, was wiederum Artefakte minimiert. Grund hierfür ist, dass die für eine  
30 möglichst optimale Erfüllung der Eindeutigkeitsbedingung

erforderlichen Sprünge in der Feldstärke nur näherungsweise erfüllt werden können (stetiger Übergang der Feldstärke zwischen benachbarten Gitterpunkten, technischer Aufwand für die Felderzeugung). Eine Verletzung der Eindeutigkeitsbedingung liegt z.B. vor, wenn zwei verschiedene Orte auf eine Frequenz im Spektrum abgebildet werden. Es lässt sich nicht mehr feststellen, von welchem Ort ein Signal stammt. Behelfsweise kann das Signal dann je zur Hälfte auf beide Orte aufgeteilt werden. Dies führt zu einer Verschmierung des Bildes, besonders entlang von Linien, die zwischen Bereichen mit stark unterschiedlichen Feldstärken liegen. Das so definierte Magnetfeld wird beispielsweise mit einer stromdurchflossenen Spulenordnung erzeugt, die durch eine numerische Optimierung festgelegt wird. Es handelt sich dabei um eine Magnetostatik-Berechnung, wobei die Differenzen aus den vorgegebenen Magnetfeldwerten und den numerisch bestimmten Werten zu minimieren sind.

Eine weitere Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass mehrere Bereiche der Probe gleichzeitig, also zeitlich parallel gemessen werden. Beispielsweise wird das dadurch erreicht, dass eine Messanordnung verwendet wird, die entsprechend mehrfach ausgestaltet ist. Dadurch kann das erfindungsgemäße Verfahren besonders schnell durchgeführt werden.

In einer weiteren, vorteilhaften Variante der Erfindung werden Echos erzeugt. Dabei handelt es sich um eine schnelle Messtechnik, bei denen es sich beispielsweise um Spinecho- und Gradientenechos handelt.

Zur Erzeugung des Echos ist in einer weiteren Ausgestaltung vorgesehen, dass das Zusatzfeld sein Vorzeichen über die Zeit wechselt. Durch einen Vorzeichenwechsel lassen sich analog zur bekannten MR-Bildgebung Gradientenechos erzeugen, allerdings  
5 nicht für einzelne k-Raum-Zellen, sondern für ein ganzes Bild auf einmal. Dieses erlaubt die Durchführung einer schnellen spektroskopischen MR-Bildgebung: eine Anregung und Aufnahme mehrerer aufeinander folgender Echo-Bilder.

10 In einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird das Zusatzfeld durch eine Hilbertkurve, eine spezielle raum- und flächenfüllende Kurve, beschrieben. Wenn die Hilbert-Kurve zugrunde gelegt wird, ergibt sich eine hierarchische Artefakt-Struktur, d.h. es besteht eine negative Korrelation zwischen  
15 Artefaktgröße und -häufigkeit. Dadurch wird vorteilhaft ein Kompromiss erreicht, da schwache Artefakte eher toleriert werden können als starke.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann zur Messung von  
20 Stromverteilungen oder Magnetfeldern verwendet werden. Dadurch, dass keine Gradienten geschaltet werden, können in der Probe keine (unerwünschten) Ströme induziert werden.

25 Ein weiteres, alternatives Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz sieht vor, dass in der Probe mittels Hochfrequenzanregung eine räumlich detektierbare Transversalmagnetisierung erzeugt wird. Durch das Schalten von Bildgebungsgradienten erfolgt beispielsweise eine räumlich  
30 aufgelöste Messung der Transversalmagnetisierung. Es erfolgt in einer Datenakquisitionsphase die Auslesung des Signals entlang

selbstähnlicher, raumfüllender Kurven und aus den gewonnenen Daten wird eine Rohdatenmatrix gebildet. Mit Hilfe einer Fourier Transformation wird aus der Rohdatenmatrix ein Bild gewonnen.

Bei bekannten Verfahren wird die Rohdatenmatrix (so genannter k-Raum) zellenweise oder durch Abtasten auf Kreisbahnen generiert. Bei der konventionellen zellenförmigen EPI-Abtastung alterniert der (oft mit nahezu Maximal-Amplitude betriebene) Lesegradient zwischen jeder k-Raum-Zelle, wodurch die sequenztypischen Geräusche mit Frequenzen in der Größenordnung von 500Hz entstehen. „Sequenz“ bezeichnet die Abfolge von Hochfrequenzanregungen, Gradientenpulsen und Datenakquisitionen. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ändert sich das Vorzeichen der Gradienten deutlich öfter, fast mit jedem k-Raum-Punkt; was praktisch einer Aneinanderreihung von EPI-„Blips“ entspricht. Mit „Blip“ wird ein Gradientenpuls bezeichnet, der für den Wechsel von einer k-Raum-Zelle in die nächste erforderlich ist. Dies hat zur Folge, dass die Gradientengeräusche vorteilhaft in einen höheren Frequenzbereich verschoben werden (bei einer Auflösung von 64x64 von Frequenzen um 500Hz auf Frequenzen um 32000Hz). Dieser Effekt kann vorteilhaft für die Durchführung von auditorischen Gehirnbildgebungs-Studien genutzt werden, da diese durch Gradientengeräusche z.T. stark beeinträchtigt werden. Zum Teil liegt dies daran, dass das menschliche Gehör im für die Spracherzeugung relevanten Frequenzbereich besonders empfindlich ist.

Aufwendige und teure Maßnahmen zur Reduktion der Schallentwicklungen durch passive oder gar aktive Schalldämpfung können durch das erfindungsgemäße Verfahren vorteilhaft entfallen. Sequenz-technische Maßnahmen zur Schallreduktion bestehen gemäß dem Stand der Technik in der

Verlangsamung des k-Raum-Readouts und der Reduktion der k-Raumzellen, was nachteilig die Messzeit erhöht bzw. die Auflösung der Messung verringert.

- 5 Das erfindungsgemäße Verfahren vermeldet ferner länger andauernde 'Gradienten-Plateaus', woraus sich eine Entlastung der Gradientenverstärker bzw. geringere technische Anforderungen an die Gradientenverstärker ergeben. Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Bildkodierung besteht in einer Reduktion der
- 10 Periodizität des Gradientenzeltverlaufs, durch die wiederum mechanische Resonanzen der Bildgebungsvorrichtung vermindert werden.

- Gemäß einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen
- 15 Verfahrens wird die raumfüllende Trajektorie durch eine Hilbert-Kurve beschrieben. Bei der Hilbert-Kurve (Trajektorie) werden benachbarte k-Raum-Punkte zu ähnlichen Zeitpunkten abgetastet, wodurch sich mögliche Artefakte gleichmäßiger über den k-Raum verteilen. Eine analoge Vorgehensweise existiert bei Verfahren zur
- 20 Farbraum-Reduktion bei Ortsraum-Bildern („Dither-Algorithmen“).

- Eine weitere Ausführungsform sieht vor, dass die Datenakquisition segmentweise erfolgt. D.h. der k-Raum wird in einzelne Segmente unterteilt, die ihrerseits entlang einer raumfüllenden Kurve
- 25 abgetastet werden („Hybrid-Verfahren“), d.h. für jedes Segment wird ein Anregungspuls erzeugt. Eine Segmentierung kann besonders vorteilhaft sein, wenn die Relaxationszeiten kurz sind.

- Die vorgenannten Verfahren können vorteilhaft mit bekannten und
- 30 vorhandenen Vorrichtungen zur Kernspintomographie realisiert werden, beispielsweise ist deren Pulssequenz nur anzupassen.



Elne weitere Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass die Bildkodierung in 3 Dimensionen erfolgt. Damit eignet es sich für das sogenannte Echo-Volumar-Imaging. Dabei  
5 handelt es sich um eine dreidimensionale EPI, wobei auf die Schichtselektion vorteilhaft verzichtet wird.

10 Elne weitere Ausführungsform sieht vor, dass Teile der Messanordnung an der Probe vorbei oder durch die Probe bewegt werden oder einzelne Gradientenspulen nacheinander aktiviert werden.

Die Erfindung betrifft ferner Vorrichtungen zur Durchführung der jeweils zuvor beschriebenen Verfahren mit den damit verbunden Vorteilen. Gemäß einer ersten Vorrichtung ist ein konstantes,  
15 statisches Magnetfeld vorgesehen, das auf eine Probe einwirkt. Die Vorrichtung umfasst Mittel zur Erzeugung eines Zusatzfeldes, das dem statischen Magnetfeld überlagert ist und das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist. Ferner  
20 sind Mittel zur Erzeugung eines hochfrequenten, elektromagnetischen Wechselfeldes, wodurch die Probe angeregt wird, vorgesehen. In einer besonders einfachen Variante umfassen die Mittel zur Erzeugung eines hochfrequenten elektromagnetischen Wechselfeldes eine die gesamte Probe  
25 einschließende HF-Sende- / Empfangsspule. Die Mittel zur Auslesung dienen der Registrierung der von der angeregten Probe abgestrahlten elektromagnetischen Strahlung. Ferner sind Mittel zur Auswertung und Bildgenerierung vorgesehen. Beispielsweise handelt es sich bei den Vorrichtungen um bekannte MR-  
30 Bildgebungsvorrichtungen. Durch Verwendung des so

vorgegebenen Zusatzfeldes kann ein zeitlich varilierendes Gradientenfeld entfallen. Es gelingt folglich, ein Magnetresonanz- (MR)-Bild mit einer einzigen Hochfrequenzanregung ohne zeitlich varlierenden Gradienten aufzunehmen, was wiederum die damit  
5 verbundene Schallentwicklung vorteilhaft unterbindet.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung umfassen die Mittel zur Erzeugung eines Zusatzfeldes eine Mikrospulenordnung. Belspielsweise handelt es sich um so genannte Mikrospulen-Arrays, wie sie in der Oberflächenmessung oder in der Biologie bzw. Biochemie für Screening-Systeme  
10 verwendet werden. Das Feld kann beispielsweise mit Mikrospulen erzeugt werden, die auf einer rechteckigen Fläche matrixartig ( $n \times n$ ) angeordnet sind. Die Probe liegt beispielsweise auf diesen Spulen auf oder grenzt an diese unmittelbar an. Um das Zusatzfeld  
15 beispielsweise durch eine Hilbertkurve, eine spezielle raum- und flächenfüllende Kurve, beschreiben zu können, sind die Stromstärken der Mikrospulen durch die Werte entlang dieser Hilbertkurve mit linearem Anstieg der Feldstärke entlang der Kurve definiert.

20 Eine weitere erfindungsgemäße Vorrichtung sieht vor, dass Mittel zur Erzeugung einer detektierbaren Transversalmagnetisierung in einer Probe vorgesehen sind. Die Vorrichtung sieht ferner Mittel zur Datenakquisition eines Signals entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie vor. Ferner sind Mittel zur  
25 Datenauswertung vorgesehen, die aus den akquirierten Daten eine Rohdatenmatrix bilden und aus der Rohdatenmatrix mit Fourlier Transformation ein Bild gewinnen. Die erfindungsgemäße Vorrichtung sorgt vorteilhaft für eine Verringerung bzw. Frequenzverschlebung der „Sequenz“-Geräusche. Der Effekt kann  
30 vorteilhaft für die Durchführung von auditorischen

Gehirnbildgebungs-Studien genutzt werden, da diese durch Gradientengeräusche z.T. stark beeinträchtigt werden. Zum Teil liegt dies daran, dass das menschliche Gehör im für die Spracherzeugung relevanten Frequenzbereich besonders empfindlich ist. Aufwendige und teure Maßnahmen zur Reduktion der Schallentwicklungen durch passive oder gar aktive Schalldämpfung können bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung vorteilhaft entfallen. Die Vorrichtung kann vergleichsweise einfach gehalten werden, da länger andauernde 'Gradienten-Plateaus' vermieden werden, woraus sich eine Entlastung der Gradientenverstärker bzw. geringere technische Anforderungen an die Gradientenverstärker ergeben. Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Bildkodierung besteht in einer Reduktion der Periodizität des Gradientenzeitverlaufs, durch die wiederum mechanische Resonanzen der Bildgebungsvorrichtung vermindert werden.

#### Zu den Figuren:

Figur 1 ist eine 3D-Darstellung einer zweidimensionalen Hilbertkurve. Die z-Koordinate gibt den Zeitpunkt an, zu dem der entsprechende k-Raum Punkt erreicht ist oder die Stärke des Zusatzfeldes als Funktion des Ortes.

Figur 2a zeigt als Beispiel die  $k_x$ -Komponente einer Hilbert-Trajektorie für eine Auflösung von 64x64 Voxeln.

Figur 2b zeigt als Beispiel die  $k_y$ -Komponente einer Hilbert-Trajektorie für eine Auflösung von 64x64 Voxeln.

Figur 3a zeigt die x-Komponente des Gradientenfeldes für die Kodierung der Hilbert-Trajektorie, die sich durch zeitliche Ableitung aus dem  $k(t)$ -Verlauf ergibt.

- 5 Figur 3b zeigt die y-Komponente des Gradientenfeldes für die Kodierung der Hilbert-Trajektorie, die sich durch zeitliche Ableitung aus dem  $k(t)$ -Verlauf ergibt.

#### Zusammenfassung:

- 10 Die vorliegende Erfindung betrifft ein Bildgebungsverfahren und Vorrichtung für die Kernmagnetresonanz. Das Verfahren sieht einerseits eine Bildkodierung mittels eines Zusatzfeldes vor, das für jeden Punkt einer 2-dimensionalen Gitterfläche innerhalb der Probe einen anderen, nur einmal auftretenden Feldstärkewert
- 15 aufweist, wie es z.B. bei auf selbstähnlichen, flächen- bzw. raumfüllenden Kurven beruhenden Feldern der Fall ist. Andererseits kann eine Auslesung des Resonanzverhaltens einer Probe entlang einer raumfüllenden bzw. flächenfüllenden Kurve vorgesehen sein. Bei der ersten Variante kann ein Magnetresonanz-(MR)-Bild mit
- 20 einer einzigen Hochfrequenzanregung ohne zeitlich variierenden Gradienten aufgenommen werden, was die damit verbundene Schallentwicklung vorteilhaft unterbindet. Bei der zweiten Variante werden die bei der Auslesung erzeugten Geräusche vorteilhaft in einen anderen Frequenzbereich verschoben, in dem das
- 25 menschliche Gehör eine geringere Empfindlichkeit besitzt. Darüber hinaus wird so die Vorrichtung entlastet und die technischen Anforderungen an diese reduziert. Ferner kann es mit bekannten und vorhandenen Vorrichtungen durchgeführt werden.

Anmelder: Forschungszentrum Jülich GmbH  
Aktenzeichen: G62414  
Titel: Bildgebungsverfahren basierend auf selbstähnlichen  
flächen- oder raumfüllenden Kurven

#### Ansprüche:

1. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz, wobei auf eine Probe ein konstantes, statisches Magnetfeld einwirkt, wobei dem statischen Magnetfeld ein Zusatzfeld überlagert wird, das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist, wobei die Probe durch ein hochfrequentes, elektromagnetisches Wechselfeld angeregt wird, und wobei die von der angeregten Probe abgestrahlte elektromagnetische Strahlung ausgelesen und zur Bildgenerierung ausgewertet wird.
2. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei eine 1D-Fouriertransformation verwendet wird.
3. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Zusatzfeld durch flächen- oder raumfüllende Kurven beschrieben wird, wobei für diese Kurven eine ein-eindeutige Zuordnung zwischen Feldstärkewerte und Punkt des Gitters besteht.
4. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mehrere Bereiche der Probe gleichzeitig gemessen werden.

5. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei Echos erzeugt werden.
6. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei zur Erzeugung des Echos das Zusatzfeld sein Vorzeichen über die Zeit wechselt.
7. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Zusatzfeld durch eine Hilbert-Kurve beschrieben wird.
8. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz, wobei in einer Probe eine räumlich detektierbare Transversalmagnetisierung erzeugt wird, in der Datenakquisitionsphase das Signal entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie ausgelesen wird und eine Rohdatenmatrix gebildet wird und aus der Rohdatenmatrix mit Fourier Transformation ein Bild gewonnen wird.
9. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die selbstähnliche, raumfüllende Trajektorie durch eine Hilbert-Kurve beschrieben wird.
10. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche 8 oder 9, wobei die Datenakquisition segmentweise erfolgt.
11. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Bildkodierung in 3 Dimensionen erfolgt.
12. Bildgebungsverfahren für die Kernmagnetresonanz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei Teile einer

Messanordnung an der Probe vorbei oder durch die Probe bewegt werden oder Segmente des oder der Magnetfelder nacheinander aktiviert werden.

13. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einer der Ansprüche 1 bis 7, mit einem konstanten, statischen Magnetfeld, das auf eine Probe einwirkt, mit Mitteln zur Erzeugung eines Zusatzfeldes, das dem statischen Magnetfeld überlagert ist und das in mindestens einer Gitterfläche innerhalb des Probenvolumens in jedem Punkt der Gitterfläche unterschiedliche Feldstärkewerte aufweist, mit Mitteln zur Erzeugung eines hochfrequenten, elektromagnetischen Wechselfeldes, wodurch die Probe angeregt wird, mit Mitteln zur Auslesung der von der angeregten Probe abgestrahlten elektromagnetischen Strahlung und mit Mitteln zur Auswertung und Bildgenerierung.
14. Vorrichtung gemäß Anspruch 13, wobei die Mittel zur Erzeugung eines Zusatzfeldes eine Mikrospulen-Anordnung umfassen.
15. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einer der Ansprüche 8 bis 12, mit Mitteln zur Erzeugung einer räumlich detektierbaren Transversalmagnetisierung in einer Probe, mit Mitteln zur Datenakquisition eines Signals entlang einer selbstähnlichen, raumfüllenden Trajektorie, mit Mitteln zur Datenauswertung, die aus den akquirierten Daten eine Rohdatenmatrix bilden und aus der Rohdatenmatrix mit Fourier Transformation ein Bild gewinnen.

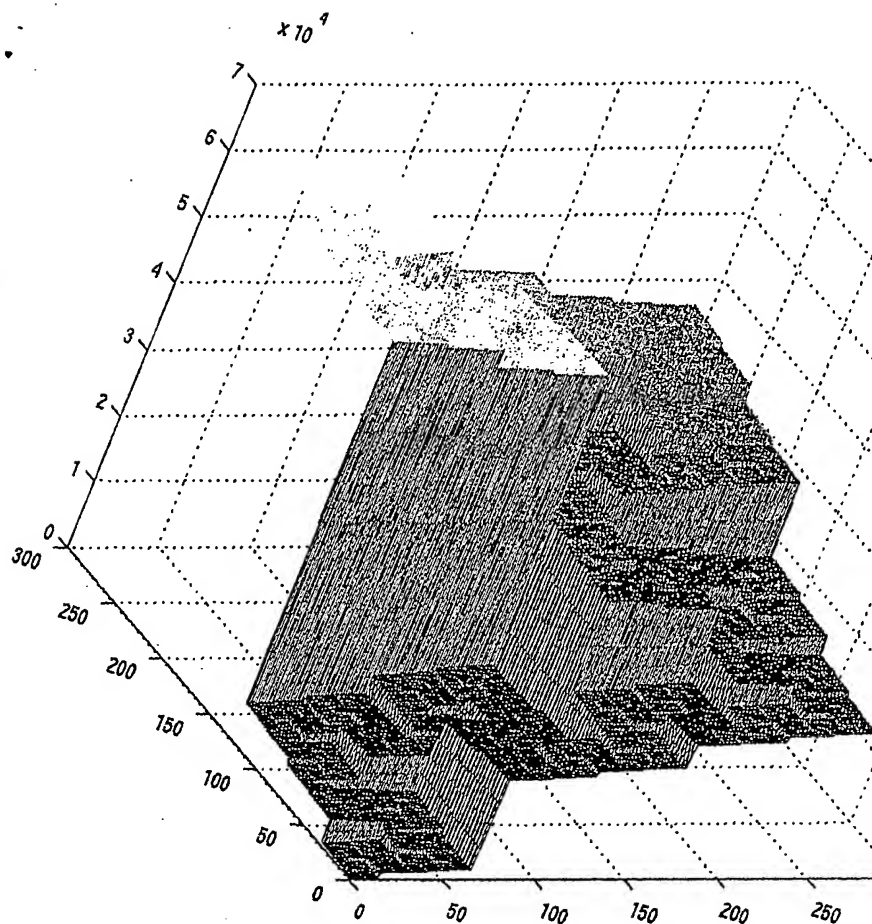
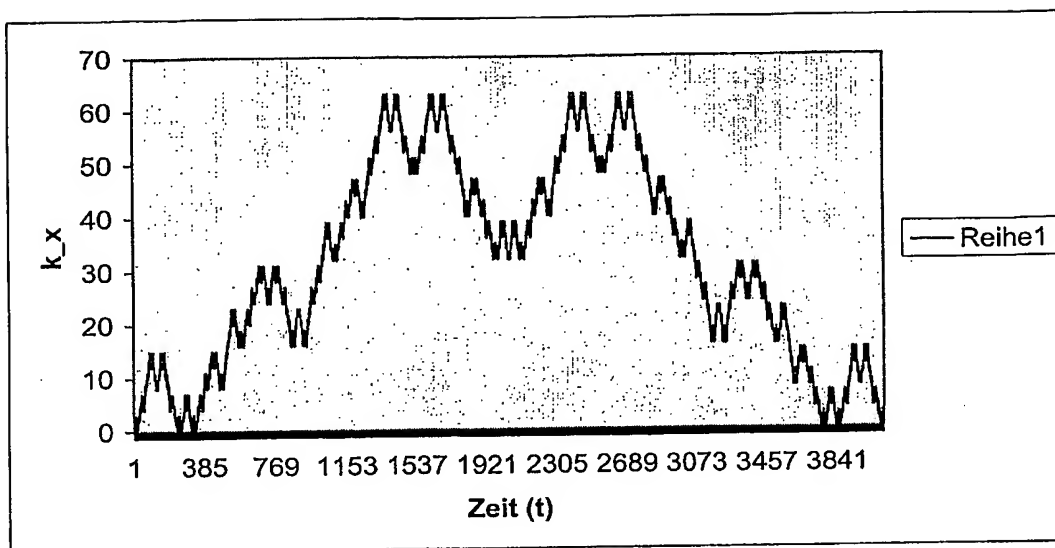
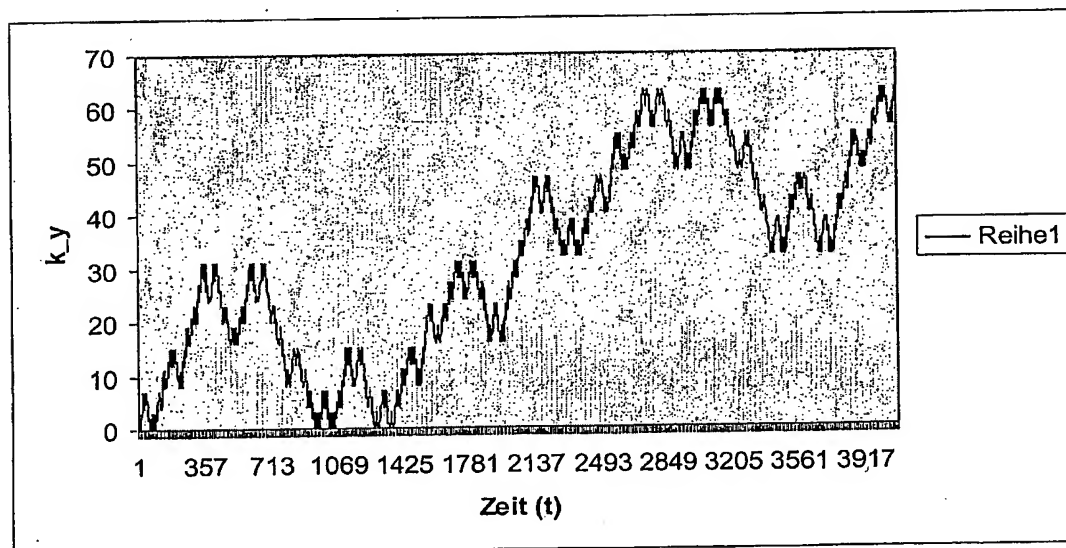


Fig. 1





**Fig. 2a**



**Fig. 2b**

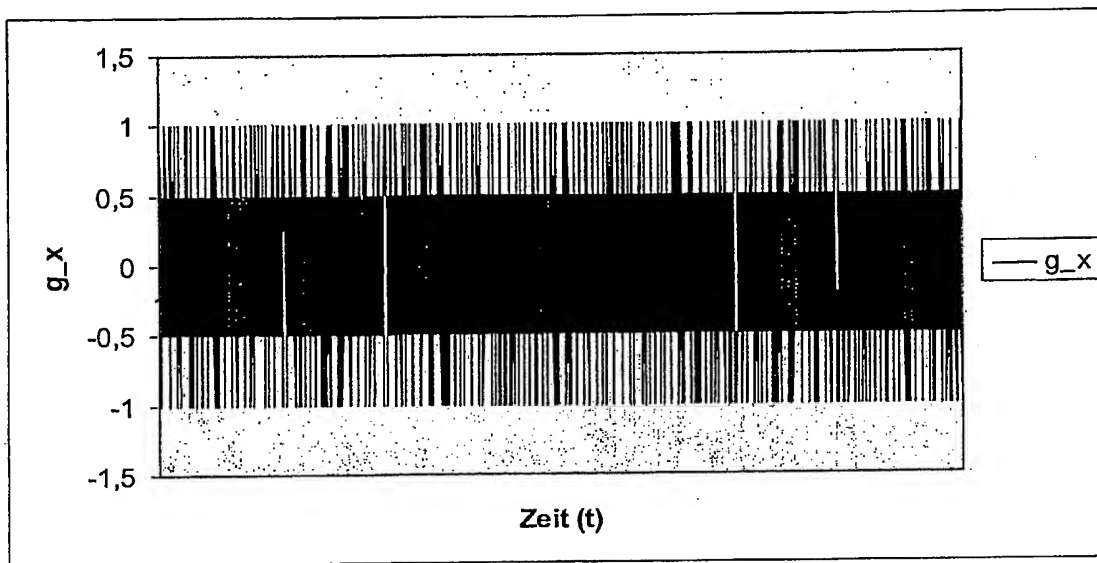


Fig. 3a

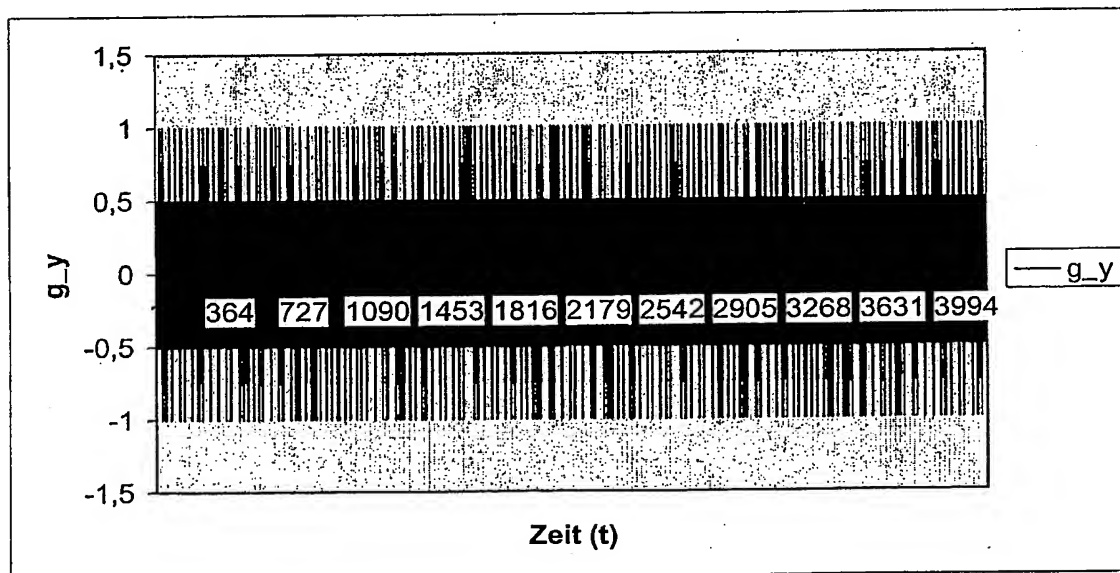


Fig. 3b